

⑬ 日本国特許庁 (JP)

⑭ 公表特許公報 (A)

① 特許出願公表

昭57—500592

⑤ Int. Cl.⁴

A 61: B 17/36

識別記号

庁内整理番号

7058—4C

③ 公表 昭和57年(1982)4月8日

部門(区分) 1(2)

審査請求 未請求

(全 7 頁)

② 多極電気的手術装置

⑨ 特 願 昭56—501899

⑩ 出 願 昭55(1980)10月28日

⑪ 翻訳文提出日 昭57(1982)1月13日

⑫ 国際出願 PCT/US80/01443

⑬ 国際公開番号 WO 81/03271

⑭ 国際公開日 昭56(1981)11月26日

優先権主張 ⑮ 1980年5月13日 ⑯ 米国(US)

⑰ 145576

⑱ 発 明 者 オース・デービッド・シー

アメリカ合衆国ワシントン州98005ベル

ビュー・ワン・ハンドレッド・アンド・

トウエンティサード・アベニュー・サウス・

イースト2220

⑲ 発 明 者 オビー・エリック・エイ

アメリカ合衆国ワシントン州98103シア

トル・アシユワース・アベニュー・ノー

ス3914

⑳ 出 願 人 アメリカン・ホスピタル・サプライ・コ

ーポレーション

アメリカ合衆国イリノイ州60201エバン

ストン・アメリカン・プラザ1

㉑ 代 理 人 弁理士 湯浅泰三

外2名

㉒ 指 定 国 DE, JP

16

請求の範囲

1. 周面、近接端部から末端部にまで延びている長さ方向軸線および近接端部から末端部にかかる排出口孔にまで延び組織をきれいにする流体が通過できるようにする流体通路を有する多極プロープ本体と、プロープ本体に装着された電気的に絶縁されている複数の導体とを備えてなり、導体にはプロープ本体の周面上に電極が形成され、1つの導体の電極が別の導体の電極間に介在せしめられ、異なる導体の電極が排出口孔付近で末端部上と周側面上とに間隔をあけた対にして延びプロープ本体が使用される時治療される組織に相対的に有効に多極配向にして組織を少くとも双極治療できるような寸法と分布とにしていることを特徴とする組織の治療に使用される電気的手術装置。

2. プロープ本体上の導体には末端部と周側面上とに延びている少くとも6個の複数の電極が形成されている請求の範囲第1項の電気的手術装置。

3. 導体がそれぞれプロープ本体の周面上に長さ方向軸線に対しほぼ平行に配設された少くとも8つの電気的に接続された長さ方向電極で形成され、異なる導体に接続された電極がそれぞれ順次に円周方向に互いに間隔をあけられプロープ本体の周面に組織に少くとも双極接触する能力を生じるようにしてある請求の範囲第2項の電気的手術装置。

4. プロープ本体が堅固な絶縁材で形成されている請求

17

の範囲第3項の電気的手術装置。

5. 流体通路には電気的に絶縁された導体の一方のものの電極に電気的に接続されている導電性ライニングが設けられている請求の範囲第1項、第2項、第3項または第4項の電気的手術装置。

6. プロープ本体が導電性流体通路の末端部に相等するほぼ中心の開口を設けたほぼ鈍角形状の末端部を有し、導電性ライニングに接続された電極がプロープ本体の鈍角形状の末端部に延び導電性ライニングに末端部で接続し、別の導体に接続された電極が末端部に延び導電性ライニングに接続された電極から間隔をあけた関係にして終りプロープ本体の末端部において多極接触能力を生じるようにしてある請求の範囲第5項の電気的手術装置。

7. 電極が長さ方向軸線を中心として約60°程度のほぼ等角度の間隔にして分布されている請求の範囲第6項の電気的手術装置。

8. 多極プロープ本体に位置決めされた電極の数が対応する多相エネルギー源による電極の多相付勢に比例して選択される請求の範囲第1項の電気的手術装置。

9. プロープ本体が周面と内側側面とをその近接端部から末端部にまでプロープ本体が通過できるようにする寸法にした断面とを有している特許請求の範囲第1項、第2項、第3項、第4項または第5項の電気的手術装置。

10. 流体通路に電気的に絶縁された導体の1つの電極に

電気的に接続された導電性ライニングが設けられてある請求の範囲第9項に記載の内視鏡の通路を通して使用される電気的手術装置。

11. プローブ本体が導電性流体通路の末端部に対応する腔中心の開口が設けられてある腔内角にわん曲した末端部を有し、導電性ライニングに接続された電極がプローブ本体のわん曲形状の末端部に延び導電性ライニングにその末端部で接続し、別の導体に接続された電極が末端部に延び導電性ライニングに接続された電極から間隔をあけた関係にして終りプローブ本体の末端部に多極接触能力を生じるようにしてある請求の範囲第10項の電気的手術装置。

12. 1つの導体に接続された電極の第1の群がプローブ本体の周面上に約120°程度の間隔を間をあけて腔等しい角度間隔にして分布され、別の導体に接続された電極が周面上に第1のグループの電極間にそれぞれ位置決めされている請求の範囲第9項の電気的手術装置。

13. プローブ本体が近接端部から末端部にまで内視鏡通路を通り通過できる寸法にした断面とプローブ本体が内視鏡通路を通過せしめられる時内視鏡通路とは平行である長さ方向軸線とを有し、絶縁性プローブ本体には1対の電気的導体が設けられてあり、該導体がそれぞれ腔内同じ寸法でプローブ本体の外周面に設置した均一に分布されている複数のストリップ形状にした電極で形成され、異なる導体に接続された電極がそれぞれ絶縁性プローブ

本体の周面上で互いに間隔をあけ沿って、順次の電極の対の数が治療されている組織に相対的な多極プローブ本体の配向とはほぼ無関係に内視鏡通路の末端部から組織を有効に電気外科的に治療を行うよう組織に少くとも双極接触できる多極プローブ本体を形成するよう選択されている請求の範囲第1項の電気的手術装置。

14. 各導体が長さ方向軸線と平行に並んでいる少くとも8つの電極で形成されている請求の範囲第13項の電気的手術装置。

15. 絶縁性プローブ本体が末端部においてなめらかにわん曲し、電極が末端部に延び末端部においてプローブ本体の長さ方向軸線のまわりに組織に双極接触する能力を生じるようにしてある請求の範囲第14項の電気的手術装置。

16. プローブ本体の孔にその全長にわたり導電性ライニングと1つの導電体の電極に接続された導電性ライニングの末端部とが設けられてある請求の範囲第13項の電気的手術装置。

17. 各導体が周面に位置決めされ長さ方向軸線のまわりに延びている円形バンドの形状の電極で形成されている請求の範囲第13項の電気的手術装置。

18. プローブ本体がなめらかにわん曲した鈍角形状の末端部を有し、導電性ライニングの末端部がプローブ本体の末端部の中心に位置決めされ、他の電極がプローブ本体の末端部上で導電性ライニングに接続された電極間に

延びこれら電極から間隔をあけた関係にして終りプローブ本体の末端部に双極電極の対を形成している請求の範囲第16項の電気的手術装置。

19. プローブ本体には更にまた末端部に半径方向に凹んだ環状部と該部部のまわりに配置されプローブ本体上の他の電極に電気的に接続されたリング電極とが設けられてある請求の範囲第1項の電気的手術装置。

20. 凹んだ凹所には更にまたワイヤ接続部を収容する寸法にした半径方向に凹んでいるノッチが設けられてある請求の範囲第19項の電気的手術装置。

21. プローブ本体が周面と近接端部から末端部にまで延びている長さ方向軸線とを有する絶縁性プローブ本体から成り、プローブ本体にその内側に位置決めされプローブ本体の近接箇所からその内側を通り末端部にまで延びている導電性物質が設けられてあり、該末端部で導電性物質が導体の1つに接続されている特許請求の範囲第1項の電気的手術装置。

22. プローブ本体が内視鏡の通路を通過する寸法にしてある請求の範囲第21に記載した如く組織の治療に使用する電気的手術装置。

23. 導電性物質が中空状導電管の形式である請求の範囲第22項の電気的手術装置。

24. プローブ本体が周面とプローブ本体の近接端部から末端部にまで延びている長さ方向軸線とを有する絶縁性プローブ本体から成り、導体にはそれぞれプローブ本体の

周面上に間隔をあけた複数の環状ストリップが形成され、異なる導体の電極がプローブ本体の周面上に互いに固定関係にしてそれぞれはさまれていて、異なる導体の電極が更にまたそれぞれ末端部と周周面上とに長さ方向軸線とは平行にして延びるよう寸法と分布とにしてあり、プローブ本体が使用される時治療される組織に相対的にプローブ本体を有効に全方向配向にして組織を少くとも双極治療できるようにするに十分な数の電極の対が使用される請求の範囲第1項の電気的手術装置。

25. プローブ本体にその内側に位置決めされプローブ本体の近接箇所から末端部にまで延びている導電性物質が設けられてあり、導電性物質が末端部において導体の1つを形成する電極に電気的に接続されている請求の範囲第24項の電気的手術装置。

26. 導体の他方のものを形成する電極がプローブ本体の末端部上を延び導電性物質の末端部から間隔をあけた関係にして終りプローブ本体の末端部に双極電極の対を形成している請求の範囲第25項の電気的手術装置。

27. 導電性物質が中空状導電管の形状である請求の範囲第25項または第26項の電気的手術装置。

多極電気的手術装置

発明の分野

本発明は一般的に電気的手術装置に係り、更に詳細にいえば、組織を凝固させるため内視鏡を使用する精密外科または神経外科が眼科外科に使用する多極電気的手術装置に係るものである。

発明の背景

出血中の傷を焼灼するため熱を使用することは昔から行われている。今世紀においては、人体の一部を通り流れる無酸素酸度(RF)電流が止血のために広く使用されている。組織の凝固はRFエネルギーの固有抵抗により生じる。血液の凝固において、血液中のたん白質はそれが卵の白珠を調理する過程に似て凝固する温度にまで加熱される。RFはさもないと神経筋の刺激を生じる周波数以上であるので好ましい。単極または双極凝固の如き組織のいくつかのRF焼灼モードが使用される。

単極凝固においては1mm程度の如き小さい寸法の電極が出血箇所に着てがわれ、身体を通して腹部の如き身体の大い表面部分に電氣的に接触している末端電極にまで電流が完成される。単極モードを使用できる1つの技術は電極から組織までの火花すなわち電弧を使用する放電装置を含む。双極凝固においては、2個の電極がミリメートル程度の接近した間隔をあけられ従って、電流は組織の1局部箇所限定される。

は容易でない。これら傷は特定の1箇所に多く存在していてそれぞれ凝固せしめられるには1mm以下程度の非常に小さいものである。

従って、内視鏡にはまた洗浄通路が設けられ液体または気体の如き液体がこの洗浄通路を通して供給され腐物を洗いきり治療される組織部分を視覚により詳細に調べられるようにする。前記した内視鏡レーザー式治療記事では、組織をはつきりさせるためレーザーファイバーと同軸の気体流が使用される。双極型の公知の電気的手術装置では、1対の導体がカテーテルの腔に挿入されこのカテーテルの中心孔が治療される組織部分に気体または液体を供給するため使用される。導体はカテーテルの末端部から互いに間隔をあけた環の形で突出する。

組織の1部分が治療される場合、小さい血管はそれぞれ熱で治療される。このことは組織を液体で洗って洗浄に次いで熱をかけ、再びこの部分を焼灼ししすべての出血部分が凝固されるまでこの手順を繰り返すことを意味する。そのような治療において、凝固装置が組織部分にはりつくといつた好ましくない副作用を極限するよう正確な方法で容易に繰り返す必要がある。レーザー技術は物理的接触を必要としないで従ってはりつき問題を回避するが、具なる組織状態がレーザーエネルギーの吸収を許容する可成の方法により組織の治療中に正確に制御することは容易でない。単極電気的手術装置は治療を行うつもりでない組織を傷つけ勝ちで標的部分に過

別の止血技術はダヴィッド・シー・オース氏が著作し1978年に発行した「胃腸病学」第74巻第2号第282~289頁に掲載された「ザ・ヒーター・プローブ:多量の胃腸出血を止血する新たな内視鏡方法」という表題の記事に記載されている如き固有抵抗加熱されたプローブの如き熱エネルギーの供給を含む。ダヴィッド・シー・オース氏が著作し前記した胃腸病学刊行物の第282~289頁に掲載されている内視鏡レーザー治療」という表題の記事に記載されている如きレーザーエネルギーが提案されている。

これら種々の凝固技術の比較がダヴィッド・シー・オース氏が著作した「急性ノンヴァリシール(Nonvariceal)上部胃腸出血の非外科管理」第362~366頁に記載されテイ・エッチ・スベート氏が編集しブルン・ランド・ストラットン・インコーポレイテッドが1979年に発行した「止血および血栓症」第4巻第849頁に記載されている。従って、たん白質が50~100℃の温度で凝固することはよく知られている。

身体の胃部における出血箇所の場合における如く出血箇所の凝固は長い内視鏡を使用する必要があり、この内視鏡の末端部から先づ出血箇所を認識し次いで内視鏡に設けた通路を通した導体で治療する必要がある。検査されている組織の壁が動いていることがしばしばあり、粒子の形質の腐物が存在することがありまた血液の流れ自体が出血源を不明確にし勝ちであるので出血箇所の発見

度に影響を及ぼすといつた如く組織自体を傷つけたりする。従って、電流が電極間の小さい面積に閉じ込められるので安全性を高めるものとして双極電気的手術による組織治療法が使用され提案された。いくつかの双極型装置が提案された。たとえば、1975年にキイダーに許可された当初の米国特許第164,180号を初めとして、導体が組み込まれているゴム製プローブ本体に1対の導体がらせん状に巻かれている双極電気的手術装置が提案されている。導体はプローブ本体の半球状にした末端部で成端されて示してある。アール・エッチ・ソップラ氏等に許可された米国特許第1,866,756号には加熱されたナイフが記載されヒーターナイフに接触するよう絶縁体のまわりにねじつた1対の半円形断面の導体棒を使用している。1984年にキャンブル氏が米国特許第1,988,689号に双極外科装置を提案し、この特許では、1対の導体が共通の絶縁体のまわりにねじられ組織部分に側方から正面で当てがわれて使用する方法で保持体本体から突出して示してある。

小宮氏に許可された米国特許第4,011,872号ではたとえば、第5図、第9図および第11図に示した如く1つの導体が高周波エネルギー源に接続され8個または4個の電極で形成されている電気的手術装置を提案している。電極は具なる大きさの組織部分を収容するすなわち把持するため電極間隔を可変として末端部から個々に延びている。モリソン氏に許可された米国特許第3,987,795

号には、電気外科の単極モードと双極モードとの中間のモードで動作する電気的手術装置が記載されている。このように動作させるにはセラミックまたはガラスで作った加え1つの本体に能動電極と表面積が能動電極の表面積よりも可成り大きい静電電極を貼着することにより達成される。図面にはプローブの種々の形状が示してある。

これら従来技術の電気的手術装置は有用であるがいくつかの理由で満足に作用しないことが度々ある。たとえば、前にも述べたように、高周波電流が供給されるプローブ本体は治療中の組織の部分における小さい血管開口にプローブの配向とは無関係にして繰り返し正確に衝突するようにできることが重要である。これにはプローブが内視鏡の近接端部で手動で操作される際に、プローブ本体が組織部分に正面からか、斜めにか傾斜から当てがわれるかにより血管またはその他の組織の標的部分を凝固させるよう適当に電気的接触を行うようにする必要がある。

前記した従来技術に示した加え電極の形状を使用すると従って組織の標的部分を治療すなわち出血している組織部分を凝固するのにプローブを当てがう回数が多いのでしばしば不満足である。

発明の概要

本発明による電気的手術装置では、複数の電極が分布されいる多極プローブ本体で一層一定して正確に組織

の治療が行われる。1つの具体例について説明すると、プローブ本体は内視鏡の通路をその近接端部から通せるような大きさにしてある。プローブ本体には複数の電極で形成された導体が設けられている。異なる導体の電極は選択的に寸法が定められプローブ本体の末端部と周囲の間隔をあけた対にして均一に分布されプローブ本体が内視鏡の末端部から作用的に突出せしめられると組織を全方向多極治療できるよう所定の最少数の間隔をあけた対にしてある。本発明に使用した「多極」という用語は少なくとも双極接触し組織の標的部分に相対的に電気的手術装置の広範囲の配向にわたり組織の小さい標的部分を正確に治療するためプローブ本体上に互いに一定した関係にして配置された複数の電極を電気的手術に使用することを意味する。

本発明の電気的手術装置の1つの型式について説明すると、プローブ本体にはその近接端部から末端部まで延びる中心孔が設けられており、プローブ本体は治療される組織部分をはつくりするに十分な流体が通れるような大きさにしてある。プローブ本体の中心孔には導体の一部として導電性ライニングが設けられており、この導体に沿いプローブ本体の末端部で収束しそれに接続されている導電性ライニングにまで電力が供給される。

本発明の電気的手術装置では、組織の出血している部分には広範囲の配向にわたり接近できしかも従来よりも一層有効にしかもプローブを当てがう回数を少くして治

療できる。損傷深度を制限し凝固領域を一層予見できて一層均一に凝固が行われる。治療される組織と機械的に強く接触できる。

異なる導体の複数の対の電極を使用するとプローブ本体が組織に当てがわれる時少くとも双極または多双極で組織に接触するようにすると共にプローブ本体は内視鏡の末端部から個々の血管を個々に凝固するのに十分な小型である。本発明による特に有効なプローブ本体は内視鏡に通すことのできるプローブ本体の周囲のまわりに6個の双極凝固装置に相当するものを構成する少くとも6個の電極を使用する。そのような電気的手術装置を使用すると、胃の出血潰瘍の如き組織を有効に治療するのにプローブ本体の配向と無関係に双極、8極またはそれ以上の極で組織に接触できる。

従って、本発明の1つの目的は、組織の小さい標的部分の電気的外科治療にあたり正確に標的部分に接近して当てがうことのできる電気的手術装置を提供することである。

本発明の他の1つの目的は、出血血管を凝固するため内視鏡の末端部から傾斜でき、一定の方法で内視鏡を通すことのできる電気的手術装置を提供することである。本発明の他の1つの目的は、内視鏡を利用して胃腸の出血潰瘍を効率的に有効に治療できる全方向に有効な電気的手術装置を提供することである。

本発明の前記した目的とその他の目的とは図面を参照して本発明のいくつかの電気的手術装置を以下に説

明することにより理解できよう。

図面の簡単な説明

第1図は本発明に係る電気的手術装置が併用される内視鏡の斜視図、第2図は本発明に係る電気的手術装置の拡大斜視図、第3図は本発明に係る電気的手術装置の長さ方向軸線に沿う中心断面図、第4図は接続ワイヤと接続カテーテルとを省略して示す第2図の電気的手術装置の横断面図、第5図は第2図の電気的手術装置の先端図、第6図は電気的手術装置の先端図と接続用ワイヤの變形例の電気的接続部を示す電気的断面図とで、第7図は本発明に係る變形例の電気的手術装置の部分断面図である。

第1図ないし第4図を参照すると、従来技術の内視鏡10が示してある。内視鏡10は長い可撓性のシャフト12を有しているが、本発明は異なる固定のシャフトを有する内視鏡に使用することもできる。内視鏡10は末端部に可撓性シャフト12の末端部20のたわみを制御するため制御ヘッド14と、振動器16とジョイスティック(joystick)18とが設けられている。可撓性シャフト12は可撓性の光学ファイバーによりながめられるようにするいくつかの通路と、気体または水の如き流体媒体の供給量を運ぶ通路と附子、ブラシまたはナイフの如き外科手術を行う特殊な装置が通過できる通路とを有している。

第1図に示した内視鏡10にはシャフト12の末端部

20から組織が治癒できるようにする弾丸形の電気的手術装置22が設けられている。電気的手術装置22は長いカテーテル24の末端部にプレスはめして接続され、このカテーテルは導体密着手26を介して内視鏡10の近接端部に設けた加圧器28に接続するよう内視鏡の1つの通路を通してある。電気的手術装置22に接続された絶縁電線30、32がカテーテル24の内腔34と絶縁手36とを通されR/R線38に接続している。既存の電気的手術用電極を使用できたとし必要ならば導体30、32間の抵抗器の加え簡単なインピーダンス整合回路網を使用できる。ある場合には、安全のため絶縁用変成器が介在される。

電気的手術装置22は内視鏡の近接端部から末端部までを通る大きさにした電気絶縁性のプロープ本体40で形成されている。第2図、第3図および第4図に示した如くプロープ本体40は非常に拡大してあるが、たとえば、1つの実用寸法では最大断面寸法が2.4mm(約0.095インチ)程度である。プロープ本体40はその末端部がほぼ半球状にめらかに鈍角で丸み出しているほぼ円筒形状を有している。

プロープ本体40は外周面44を有してこの外周面には1対の導体46、48が配置されそれぞれ電線30、32に電気的に接続されている。導体46、48は各々8つの線維を長さ方向ストリップ電極46.1、46.2、46.8と48.1、48.2、48.8とで形成され

ほとんど関係なく少くとも双極もしくはしばしばそれより多い極で組織と接触すると共に組織の小さい領域を適当に加熱する。

電極46.1、46.2、46.8間の電気的接触は第4図に示した如くそれぞれ半徑方向の導電性環形部分60.1、60.2、60.8を有する導体リング52により行われる。電線30は所部54の半徑方向ノッチ62においてリング52に接続され、ノッチ62は絶縁電線30の導体64を収容する寸法にしてある。ノッチ62はリング52と電気的に接触し導体64に半田付けされた導電性被覆66を有している。

電極48.1、48.2、48.8と電線32との間は近接端部58において電気的に接続され、この近接端部では電線32の導体68が導電性の管58のまわりに巻きつけられそれに半田付けされている。管58は電極48.1、48.2、48.8に半田付けにより接続できる。

本発明の電気的手術装置を製造する現在の1つの技術においては、プロープ本体40は商品名「MACOR」の下に販売されている如き機械加工可能なセラミック基体で形成される。セラミックは所望の形状に、すなわち、半球状の末端部42と、中心孔59と、凹んだ肩部54とノッチ62とを有する形状に切削される。次いで、導電性金属化合物が顕微鏡を使用してか厚いフィルム印刷スクリーンに相対的にプロープ本体を移動させることにより切削されたセラミック基体に塗布される。

ている。これら電極は周面44上をプロープ本体40の長さ方向軸線50とほぼ平行に並べられ60°の角度的間隔にして角度的に均一に分布されている。異なる導体46、48の電極はそれぞれ距離Sを置いて順次に互いに間隔を有している。距離Sはプロープ40の内腔部分における電極の幅Wとほぼ同じであり、この円筒形では電極も互いにほぼ同じ寸法である。2.4mm直径のプロープ40に対しては、距離Sと幅Wとは約0.6mm程度で良い。

導体46の電極46.1、46.2、46.8はプロープ本体40末端部56の半徑方向に凹んだ肩部54に位置決めされた導電性リング52に電気的に接続されている。電極48.1、48.2、48.8は末端部42においてプロープ本体40の中心の貫通孔59に位置決めされた導電性ライニング58に電気的に接続されている。ライニング58は近接端部56から内腔34にまで延び中心の鋭い通路57を有している。

後述の電極は末端部42において順次に決まる極を有していて順次に間隔を有した電極間には一定の間隔を有すると共にファイバーと単極または双極接続するため長さ方向軸線50のまわりに複数の均一に分布した反対極性の電極の対すなわち極を形成する。末端部42のまわりとプロープ本体40の周面44の側とに一定間隔にして間隔を有して少くとも6個の電極の極すなわち極を有すると、組織に相対的なプロープ本体40の配向に

金属化合物は熱をかけると(火入れ)セラミック基体と丈夫な融解接合部を形成する物質で形成することが好ましい。この目的に使用される化合物は半導体および電子製造技術において良く知られている。金属化合物はまた孔59内に延ばされ次いで管58を孔内に差し込んで火入れすると管58と電極48.1、48.2、48.8との間が自動的に電気的に接続されるようにすることが好ましい。導体電極46、48の厚味は0.025mm(0.001インチ)程度のきわめて薄いものである。

本発明による電気的手術装置22では組織に相対的にプロープ本体を種々の配向にしプロープ本体を回転させる必要もなく電気展開を行える。このことは装置がプロープ本体を端部でか、斜めにか側部で当てがうと少くとも双極接触するようになるよう内視鏡を通して使用する場合に特に有利である。

本発明による電気的手術装置22では、プロープ本体の周囲の電界はプロープ本体が接触する組織の表面に接近して均一に加熱するよう選択できる。たとえば、電気的手術装置22に関する前記の説明において、開示した電極間に特定の電界強度を与えるため第5図に示した電界線72はほぼ第5図に示した如きものである。電界線72の半徑方向長さは電極間の距離Sの大きさの1/2程度である。従つて、薬固深度を減少するため電界線の半徑方向長さを短くすることが望ましいある用途に対しては、電極間の距離を短くすることができる。組織

の治療深度を更に深くする必要のある場合には、電極間の距離 S を増大できる。従つて、電極の数と電極間の距離は治療される特定の生理学的組織の如何により選択できる。

第6図には電極が多相 R 波 7 により付勢された状態で示してある。 R 波 7 は Y 相接続接続部において電極 4 6.1、 4 6.2、 4 6.3に接続され電極 7 が電極 4 8.1、 4 8.2、 4 8.3に接続されている8相側である。多相 R 波 7 を使用すると、 4 8.1、 4 8.2の如き電極間の電圧は電極 4 6.1、 4 8.1間の電圧より高く、従つて、更に強い凝固を行うため一層強い電界を形成する。プローブ本体 4 0を R 波 7 に接続するには第2図ないし第5図の具体例に於ける2本の電線の代りに4本の電線を使用する。

第7図には前記したと同じ形状のプローブ本体 4 0を使用するが電極が円周方向に連続したバンド 8 2.1ないし 8 2.8に分布されている電気外科装置 8 0が示してある。この配置は解剖組織管の内腔の組織治療用である。電極 8 2.1ないし 8 2.8は長さ方向軸線 5 0を横切る平面に配向されている。

電極 8 0、 8 2と電極 8 2との間は装置 8 0の長さ方向軸線 5 0に平行に穿孔した孔内に位置決めされた1対の導体 8 4、 8 6により電気的に接続されている。導電性のライニング管 5 8を収容する中心孔 5 9が設けてある。導体 8 4、 8 6と電極 8 2との間は第7図に示した

如く所望の電極と導体 8 4、 8 6とに交差するよう位置決めされた導電的に内張りした充填した孔 8 8により電気的に接続されている。

導体 8 4は電極 8 0が半田付けされているリング電極 5 2に同様に接続されている。導体 8 6は電極 8 2の導体と共に導電性管 5 8に接続されている。電気的手術装置 8 0は第2図に示した装置と同様に製造される。

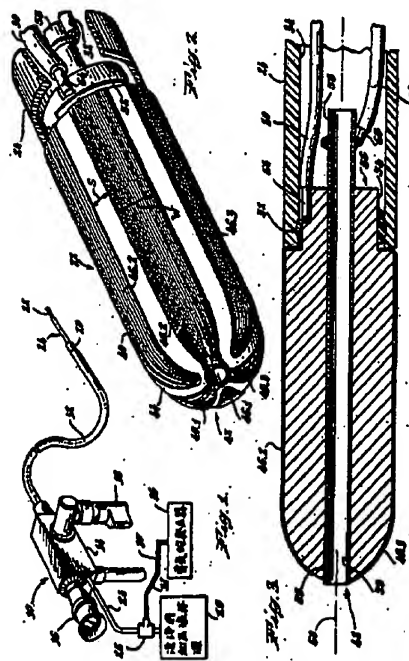
以上、本発明の電気的手術装置について説明したが、この装置の利点は理解できることと思う。管 5 8を貫通して延びている中心の洗浄通路は電気的手術装置の前方の組織部分を正確にきれいにするのに特に有用である。従つて、通路すなわち管 5 8は液体または気体の所望の流れを収容するのに十分広く作られる。液体は図示した如くカテーテル 2 4の内腔 8 4内を電極 8 0、 8 2間で通過せしめられることができ、またはスペースの余裕があれば、内腔 8 4内にはまり管 5 8の末端部のまわりにはまる別個の管路を使用することもできる。プローブ本体 4 0の孔 5 8用の導電性ライニング 5 8はある用途では省略できる。その場合には、電極 4 8.1、 4 8.2、 4 8.3との電気的接続は電極 8 0、 8 2が接続されている導体リング 5 2により行うことができる。

後述電極を電気的手術装置に第2図ないし第5図に示した幾何学的配置と分布とにすると、双極性組織治療が行え、特に極的部分を治療する能力を失うことなく組織の極的部分に側方、正面または斜めのいづれでもラン

ダムに接触できる能力が得られるという利点がある。中心の洗浄通路を組み入れることにより電気的手術装置の効用を向上する。

本発明の範囲を逸脱することなく前記した具体例を当業者が変形できる。

図8 (内容に変更なし)



特表第57-500592

手続補正書(方式)

昭和57年2月5日

特許庁長官 島田 春樹 殿

1. 事件の表示

昭和 年 月 日 第 号
PCT/US 80/11443

2. 発明の名称

多極電気の給電装置

3. 補正をする者

事件との関係 出 願 人

住 所

名称 アリカン・ホスピタル・サプライ
コ・ネレーション

4. 代 理 人

住 所 東京都千代田区大手町二丁目2番1号
新大手ビル 206号室

氏 名 (2770) 弁護士 湯 浅 恭 三 氏

5. 補正命令の日付 昭和57年2月2日(発出日)

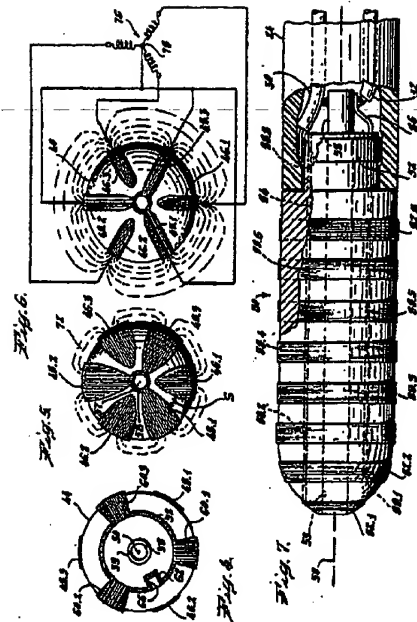
6. 補正の対象

特許請求の範囲

特許請求の範囲を正確に記載した特許請求の範囲

7. 補正の内容

別紙の通り(前、図面の内容には変更なし)



国際調査報告

International Application No. PCT/US80/01443

1. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER	
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC	
Int. Cl. ³	A61B 17/39
U.S. Cl.	128/303.15 128/303.17
2. FIELDS SEARCHED	
Classification System	Minimum Documentation Searched
U.S.	128/303.13-303.18
3. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT ¹⁾	
Category ²⁾	Number of Documents, of which Abstracts, where appropriate, of the relevant passages of
	Abstract in Code No. ³⁾
X	US, A, 1,814,791, Published 14 July 1931, 1-4, 8
X	US, A, 3,920,021, Published 18 November 1975, 1-4, 8-12, 17-21, 23, 24
X	US, A, 4,033,351, Published 05 July 1977, 1-4, 8-12, 17-21, 23, 24
X	US, A, 3,902,494, Published 02 September 1975, 4, 12, 21, 24
A	US, A, 164,184, Published 08 June 1875, 1
A	US, A, 1,366,756, Published 25 January 1921, 1
A	US, A, 1,883,669, Published 11 December 1934, 1
A	US, A, 2,275,167, Published 03 March 1942, 1
A	US, A, 3,460,539, Published 12 August 1969, 1
A	US, A, 3,901,242, Published 26 August 1973, 1, 9
A	US, A, 3,874,833, Published 17 August 1976, 5
A	US, A, 3,987,795, Published 26 October 1976, 1
(Cont. On Sheet 2)	
4. CERTIFICATION	
Date of the Actual Completion of the International Search	Date of Mailing of the International Search Report
17 July 1981	18 AUG 1981
International Searching Authority	Signature of Authorized Officer
ISA/US	Lee S. Cohen

Form PCT/ISA/206 (Second Sheet) (October 1977)

International Application No. PCT/US80/01443

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM THE SECOND SHEET	
III	
A	US, A, 4,011,872, Published 15 March 1977, 1, 9
A, P	US, A, 4,202,337, Published 13 May 1980, 1
A, P	US, A, 4,228,800, Published 21 October 1980, 1
A, S	US, A, 4,248,231, Published 03 February 1981, 1
A	CH, A, 243,478, Published 03 January 1947, 1
A	SU, A, 644,491, Published 30 January 1979, 1
V. OBSERVATIONS WHERE CERTAIN CLAIMS WERE FOUND UNSEARCHABLE ¹⁾	
The International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2) (a) for the following reasons:	
<input type="checkbox"/> Claim number(s) _____ because they relate to subject matter of a kind not required to be searched by this Authority, namely:	
<input type="checkbox"/> Claim number(s) _____ because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be conducted on it, specifically:	
VI. OBSERVATIONS WHERE UNITY OF INVENTION IS LACKING ²⁾	
The International Searching Authority found multiple inventions in this International Application as follows:	
<input type="checkbox"/> As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all claimable claims of the International Application.	
<input type="checkbox"/> As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims of the International Application for which fees were timely paid.	
<input type="checkbox"/> No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims. It is created by claim selection.	
Reasons on Priority	
<input type="checkbox"/> The additional search is so very expeditious by applicant's request.	
<input type="checkbox"/> No reason having been stated by the applicant for additional search fees.	

Form PCT/ISA/210 (Continuation) (October 1977)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☒ OTHER: TEXTS IN DOCUMENT IN REAL SMALL PRINTS.

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)